



INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

(51) Internationale Patentklassifikation³:

A61F 9/08; A61N 1/36

(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 81/01511

(43) Internationales

Veröffentlichungsdatum:

11. Juni 1981 (11.06.81)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE80/00179

(22) Internationales Anmeldedatum:

1. Dezember 1980 (01.12.80)

(31) Prioritätsaktenzeichen:

P 29 48 267.5

(32) Prioritätsdatum:

30. November 1979 (30.11.79)

(33) Prioritätsland:

DE

(71) Anmelder; und

(72) Erfinder: STOVER, Margot [DE/DE]: Insterburgerstraße 26, D-8000 München 81 (DE).

(74) Anwälte: KIRSCHNER, Klaus-Dieter, et al.; Herzog-Wilhelm-Straße 17, D-8000 München 2 (DE).

(81) Bestimmungsstaaten: AT (europäisches Patent), AU, BR, CH (europäisches Patent), DK, FI, FR (europäisches Patent), GB (europäisches Patent), JP, LU (europäisches Patent), NL (europäisches Patent), NO, RO, SE (europäisches Patent), SU, US.

Veröffentlicht

Mit dem internationalen Recherchenbericht

(54) Title: STIMULATION APPARATUS

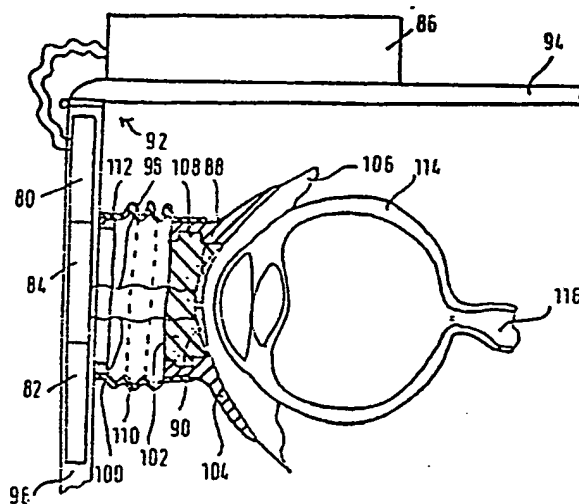
(54) Bezeichnung: STIMULATIONSGERÄT

(57) Abstract

Stimulation apparatus for improving the vision of persons suffering from eye trouble. The apparatus comprises a generator circuit (10, 80) generating alternating or mixed current stimulation signals, after their coupling to optical ducts, correspond in voltage and current substantially to electrical signals which are directed to the visual center by the optical nerve during the vision process in a healthy eye. Connected to said generator circuit, the apparatus comprises a coupling device with two output electrodes (22, 24, 58, 60, 88, 90) allowing to couple the stimulation signals to the optical ducts from the eye. Thereby, the action of the stimulation signals improves the patient vision.

(57) Zusammenfassung

Ein Stimulationsgerät zur Verbesserung des Sehvermögens von Sehbehinderten. Das Gerät hat eine Schaltungseinrichtung (10, 80) zur Erzeugung von elektrischen Wechselstrom- oder Mischstrom-Stimulations-Signalen, die nach Ankopplung an die Sehbahn in Spannung und Strom in etwa den elektrischen Signalen entsprechen, die bei einem gesunden Auge während des Sehprozesses über den Sehnerv an das Sehzentrum geleitet werden, und eine mit der Schaltungseinrichtung verbundene Ankopplungseinrichtung mit zwei Ausgangselektroden, (22, 24, 58, 60, 88, 90), mit der die Stimulations-Signale vom Auge her an die Sehbahn ankoppelbar sind. Durch die Einwirkung der Stimulations-Signale wird das Sehvermögen des Patienten verbessert.



LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	KP	Demokratische Volksrepublik Korea
AU	Australien	LI	Liechtenstein
BR	Brasilien	LU	Luxemburg
CF	Zentrale Afrikanische Republik	MC	Monaco
CG	Kongo	MG	Madagaskar
CH	Schweiz	MW	Malawi
CM	Kamerun	NL	Neuerlande
DE	Deutschland, Bundesrepublik	NO	Norwegen
DK	Dänemark	RO	Rumania
FI	Finnland	SE	Schweden
FR	Frankreich	SN	Senegal
GA	Gabun	SU	Soviet Union
GB	Vereinigtes Königreich	TD	Tschad
HU	Ungarn	TG	Togo
JP	Japan	US	Vereinigte Staaten von Amerika

Stimulationsgerät

Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein Stimulationsgerät zur Verbesserung des Sehvermögens von Sehbehinderten.

Das erfindungsgemäße Stimulationsgerät ist in dem Hauptanspruch gekennzeichnet. Das Stimulationsgerät beruht auf dem Prinzip, daß elektrische Stimulationssignale erzeugt werden, die über eine Ankopplungseinrichtung vom Auge her an die Sehbahn angekoppelt werden. Durch die durch das Gerät erzeugten Signale werden in der Sehbahn solche Signale erzeugt, die in Spannung und Strom in etwa den elektrischen Signalen entsprechen, die bei einem gesunden Auge während des Sehprozesses über den Sehnerv an das Sehzentrum geleitet werden. Dadurch wird die Sehbahn stimuliert und, wie praktische Erprobungen des Gerätes gezeigt haben, durch diese Stimulation wird eine Verbesserung des Sehvermögens erreicht. Ströme und Spannungen der beim Sehprozeß über den Sehnerv weitergegebenen Signale sind bekannt, wobei die Spannung bei etwa 0,5 V und der Strom bei 0,0075 mA liegt. Bei der Auslegung des Gerätes muß nur dafür gesorgt werden, daß Signale dieser Größenordnung an den Sehnerv abgegeben werden. Mit anderen Worten muß die elektrische Schaltungseinrichtung so ausgelegt werden, daß das an den Sehnerv angekoppelte Signal nach Abzug der Verluste bei der Übertragung und/oder Ankopplung der Signale von der Schaltungseinrichtung zu der Sehbahn noch die physiologischen Werte hat. Die Ausgangsleistung der Schaltungseinrichtung wird von Patient zu Patient und auch von Anwendungsfall zu Anwendungs-

fall unterschiedlich einzustellen sein. Die Vermittlung der Ausgangsleistungen kann jedoch routinemäßig festgestellt werden.

Das Stimulationsgerät kann bei allen Patienten angewendet werden, deren Sehvermögen beeinträchtigt ist, deren Sehbahn jedoch noch intakt ist. Die Behinderung kann auch darin bestehen, daß die natürliche, optische Einrichtung des Auges operativ durch eine künstliche, optische Einrichtung ersetzt worden ist, beispielsweise bei der sogenannten Strampelli-Operation. Wesentlich ist die Stärkung der Sehbahn und eventuell des Augenhintergrundes durch das Stimulationsgerät.

Je nach der Situation des einzelnen Patienten kann das erfindungsgemäße Stimulationsgerät in einer der nachfolgend beschriebenen Ausführungsformen verwendet werden. Wenn der Patient beispielsweise nur noch einen Augapfel besitzt, der in seinem Sehvermögen geschwächt ist, kann die Ankopplungseinrichtung, mit der die in der Schaltungseinrichtung erzeugten Signale an die Sehbahn angekoppelt werden, in einer Augenprothese in der leeren Augenhöhle untergebracht werden. Die Stimulation, die von dieser Augenhöhle aus auf die Sehbahn ausgeübt wird, ist dann ausreichend, um das Sehvermögen des Patienten mit dem noch vorhandenen Augapfel zu verbessern. Wenn der Patient noch beide Augäpfel besitzt, kann die Ankopplungseinrichtung auf die geschlossenen Augenlider beider Augen oder auf das geschlossene Lid von einem Auge aufgesetzt werden. Die Signale werden dann von den Ausgangselektroden über das Augenlid, den Augapfel und die Augenflüssigkeit an die Sehbahn weitergegeben. Da in diesem Fall das Augenlid und der Augapfel zwischen den Ausgangselektroden und der Sehbahn liegen, ist in diesem Fall ein größerer Übertragungsverlust zu erwarten, so daß die Schaltungseinrichtung eine größere Ausgangsleistung haben sollte, um den o. b. Effekt zu erzielen. Bei Patienten, die beide Augäpfel besitzen, ist es nicht erforderlich, daß die Signale an beiden Augen angekoppelt

werden. Es genügt vielmehr, wenn die Signale nur von einem Auge her angekoppelt werden.

Die Stimulationssignale können Wechselstrom- oder Mischstromsignale sein. Die Signalform kann im Prinzip in weiten Grenzen variiert werden. Die Stimulationssignale können beispielsweise von einem Sägezahngenerator mit nachfolgendem Signalformer erzeugt werden. Bevorzugt ist jedoch die Erzeugung des Signales durch einen Impulsgenerator mit nachfolgendem Impulsformer. Durch Änderung der Impulsfrequenz oder der Signalfrequenz und durch Änderung der Signalform (Höhe und/oder Breite und/oder Flankensteilheit bei den Impulsen) können die Stimulationssignale auf die Bedürfnisse des einzelnen Patienten eingestellt werden. In gewissem Umfang kann diese Einstellung dem Patienten selbst überlassen werden. Er variiert beispielsweise die Impulsfrequenz so lange, bis die an sein Sehzentrum weitergegebenen Signale dort den Eindruck erwecken, als sähe der Patient eine graue bis hellgraue Fläche. Je stärker die Stimulation ist, desto heller ist der Grauton, den der Patient zu sehen glaubt.

Die Ausgangselektroden der Kopplungseinrichtung können direkt mit der elektrischen Schaltungseinrichtung verbunden sein, oder die Übertragung von der Schaltungseinrichtung zu der Ankopplungseinrichtung kann über einen Sender und einen Empfänger erfolgen. Im ersteren Fall geht bei der Übertragung weniger Energie verloren, während im letzteren Fall der Vorteil gegeben ist, daß bei Patienten, bei denen die Ankopplungseinrichtung in einer einen Augapfel ersetzenden Augenprothese untergebracht ist, die Augenprothese in der Augenhöhle verbleiben kann, wenn das Stimulationsgerät abgenommen wird.

Bei Patienten, die noch beide Augäpfel haben, ist vorteilhaft, wenn das Stimulationsgerät in ein brillenähnliches Gestell eingebaut ist, wobei die Ausgangselektroden auf einer Platte angeordnet sind, die durch ein federndes Element gegen die geschlossenen Augenlider gedrückt wird. Dieses Gerät kann der

Patient aufsetzen wie eine Brille, die Stimulation durchführen und das Gerät auch leicht wieder abnehmen. Das Stimulationsgerät ist in diesem Fall in einem Stück.

Die Anwendung des Gerätes erfolgt so, daß der Patient das Gerät etwa eine halbe Stunde bis eine Stunde pro Tag anwendet, wobei die durch das Gerät verbesserte Sehkraft in der Regel langsam gesteigert wird und dann bei einem noch optimal zu erzielenden Stand konstant bleibt, so daß der Patient in der Zeit zwischen der Stimulationsanwendung besser sehen kann.

Ausführungsbeispiele des erfindungsgemäßen Stimulationsgerätes werden nun anhand der beiliegenden Zeichnungen beschrieben. Es zeigen:

- Fig. 1 ein Blockschaltbild einer ersten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Stimulationsgerätes;
- Fig. 2 das Schaltbild eines in Fig. 1 gezeigten Empfängers;
- Fig. 3 einen schematischen Schnitt durch einen augenprothesenartigen Körper, in dem der Empfänger untergebracht ist;
- Fig. 4 eine Draufsicht auf den prothesenartigen Körper von Fig. 3 von unten;
- Fig. 5 ein Schaltbild einer anderen Ausführungsform des Empfängers;
- Fig. 6 einen schematischen Schnitt durch den augenprothesenartigen Körper mit dem Empfänger von Fig. 5;
- Fig. 7 ein Blockschaltbild einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Stimulationsgerätes;
- Fig. 8 einen schematischen Schnitt durch das Stimulationsgerät und einen Teil des Auges des Patienten.

Gemäß Fig. 1 weist die Schaltungseinrichtung einen Impuls-generator 10, einen nachgeschalteten Impulsformer 12, eine dem Impulsformer nachgeschaltete Endstufe 14, an deren Ausgang eine Sendespule angeschlossen ist, und einen Empfänger 18 auf. Eine Stromquelle 20 ist zur Stromversorgung der Schaltungs-

einrichtung mit dem Impulsgenerator 10, dem Impulsformer 12 und der Endstufe 14 verbunden. Der Impulsgenerator 10 ist ebenfalls mit der Endstufe 14 zur Taktsteuerung verbunden. An den Ausgängen des Empfängers sind Elektroden 22, 24 angeschlossen, die die Ankopplungseinrichtung bilden.

In dem Impulsgenerator 10 ist vorteilhaft ein Taktimpulsgenerator und ein Frequenzumsetzer enthalten, um Impulszüge variabler Frequenz erzeugen zu können. Der Impulsformer 12 ist vorgesehen, um die Höhe und/oder Breite und/oder die Flankensteilheit der von dem Impulsgenerator 10 abgegebenen Impulse zu ändern. Bevorzugt ist eine Änderung der Impulsbreite oder eine Änderung der Flankensteilheit der Rückflanke der von dem Impulsgenerator 10 abgegebenen Impulse. Die Endstufe 14 dient dazu, das Ausgangssignal vorzugsweise auf $7V_{SS}$ zu bringen. Es hat sich gezeigt, daß ein solches Signal zur Speisung der Sendespule 16 und auch zur Übertragung der Signale an den Empfänger 18 geeignet ist.

Fig. 2 zeigt die elektrische Schaltung des Empfängers von Fig. 1. Der Empfänger 18 weist eine Empfängerspule 30, einen dazu parallel geschalteten Kondensator 32 und eine zwischen dem einen Ende der Empfängerspule 30 und dem Kondensator 32 liegende Diode 34 auf. Die Empfängerspule 30 wird auf eine optimale Ankopplung zu der Sendespule 16 ausgelegt. Der Ausgang des Empfängers 18 ist mit den beiden Elektroden 22, 24 verbunden, die jeweils aus dünnen Goldplatten bestehen, die auf der Rückseite des augenprothesenartigen Körpers angebracht sind, wie noch beschrieben wird.

Die räumliche Anordnung der Bestandteile des Empfängers 18 in einem prothesenartigen Körper 40 ist in Fig. 3 gezeigt. Der Körper 40 hat auf seiner Rückseite, die dem Auge oder der Rückwand der Augenhöhle zugekehrt ist, zwei dünne Goldplatten, die die Elektroden 22, 24 bilden. Die Empfangsspule 30, der Kondensator 32 und die Diode 34 sind vollständig in den prothesenartigen Körper 40 eingegossen. Bei der Herstellung wer-

den zunächst diese Bauteile vergossen, wobei die Leiter, an denen die Elektroden angeschlossen werden, aus der Augenprothese herausgeführt sind. Nach Fertigstellung des Körpers 40 werden die Elektroden auf der Rückseite angebracht und mit den Leitern verbunden. Die Elektroden 22, 24 liegen dabei auf ihrer gesamten Oberfläche frei, so daß ein guter Kontakt zu dem Tränenwasser in der Augenhöhle oder über eine Flüssigkeit zu den Augenlidern hergestellt werden kann. Wie bereits erwähnt, sitzt der Körper 40 entweder in einer leeren Augenhöhle oder er kann, beispielsweise mit einem Klebeband, über dem geschlossenen Lid eines Auges befestigt werden. In beiden Fällen werden die an den Elektroden 22, 24 anstehenden Signale an die hinter dem Auge liegende Sehbahn angekoppelt.

In Fig. 4 ist der Körper 40 von unten gezeigt, wobei ersichtlich ist, daß die Elektroden 22, 24 im wesentlichen die gesamte Unterseite des Körpers 40 abdecken und nur einen engen Spalt 42 zwischen sich bilden. Es hat sich gezeigt, daß durch die flächige Ausführung der Elektroden 22, 24 eine befriedigende Ankopplung der Signale des Empfängers an die Sehbahn möglich ist. Bei der Ankopplung werden die Elektroden 22, 24 entweder von dem Tränenwasser des Patienten (bei in der Augenhöhle eingesetzter Prothese) oder von einer Flüssigkeit benetzt, die zwischen das Augenlid und den Körper 40 gebracht wird.

Fig. 5 zeigt eine andere Ausführung eines Empfängers, wie er mit der in Fig. 1 gezeigten Schaltung verwendet werden kann. Der Empfänger 50 weist eine Empfängerspule 52, einen dazu parallel geschalteten Kondensator 54 und eine zwischen dem einen Ende der Empfängerspule 52 und dem Kondensator 54 liegende Diode 56 auf. Die Empfängerspule 52 ist auf die Sendespule 16 abgestimmt, wobei bei optimaler Ankopplung $7V_{SS}$ an der Sendespule 16 genügen, um ein ausreichendes Stimulations-signal an den Elektroden 58, 60 zu erzeugen. Die Elektroden 58, 60 bestehen jeweils aus Golddrahtspiralen mit einer Querschnittsfläche von $0,09\text{cm}^2$, wobei die einzelnen Windungen der

Spirale eine lichte Weite von etwa 1 mm haben.

Die räumliche Anordnung der Bestandteile des Empfängers 50 in einem prothesenartigen Körper 62 ist in Fig. 6 gezeigt. Der Körper 62 hat auf seiner Rückseite, die dem Augenlid oder der Rückwand der Augenhöhle zugekehrt ist, eine Aushöhlung 64, in der eine Ausgangselektrode 58 ringförmig angeordnet ist. Die Aushöhlung 64 ist durch eine Platte 66 aus porösem Material verschlossen. Die andere Ausgangselektrode 60 liegt in einem ringförmigen Hohlraum 68, der sich um die vollständig eingegossene Empfangsspule 52 erstreckt. Auch der Kondensator 54 und die Diode 56 sind vollständig in den prothesenartigen Körper 62 eingegossen. Nach Fertigstellung des Körpers 62 und nach Verschaltung und der Anordnung der Ausgangselektrode 60 wird der Hohlraum 68 durch ein Loch 70 angebohrt und mit Wasser gefüllt. Dann wird das Loch 70 wieder geschlossen, so daß keine Strömungsmittelverbindung zwischen dem Hohlraum 68 und der Aushöhlung 64 mehr besteht. Die Aushöhlung 64 wird mit einer dem Tränenwasser entsprechenden Flüssigkeit, beispielsweise Oprik, gefüllt, und die Platte 66 wird mit derselben Flüssigkeit getränkt. Wenn der Körper 62 in die Augenhöhle eingesetzt ist, wird die Flüssigkeit in der Aushöhlung 64 laufend durch das Tränenwasser ersetzt. Wenn der Körper 62 auf das Augenlid aufgesetzt wird, wird die Flüssigkeit von Zeit zu Zeit von außen ersetzt. In jedem Fall gelangen die Ausgangssignale des Empfängers 50 auf diese Weise zur Sehbahn.

Fig. 7 zeigt das Blockschaltbild einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Stimulationsgerätes. Die Schaltungseinrichtung weist einen Impulsgenerator 80, einen nachgeschalteten Impulsformer 82 und eine diesem nachgeschaltete Endstufe 84 auf. Die Stromversorgung der Schaltung erfolgt durch eine Stromquelle 86, die mit dem Impulsgenerator 80, dem Impulsformer 82 und der Endstufe 84 verbunden ist. Der Impulsgenerator 80 ist zur Taktsteuerung mit der Endstufe 84 verbunden. Die Funktion dieser Schaltungsteile ist ähnlich

wie bei der Schaltung von Fig. 1. Am Ausgang der Endstufe 84 sind jedoch die plattenförmigen Elektroden 88, 90 direkt angeschlossen, so daß der bei der oben beschriebenen Schaltung auftretende Verlust zwischen Sender und Empfänger hier entfällt. Daher ist die Ausgangsleistung der Endstufe 84 entsprechend herabzusetzen, damit das Stimulationssignal nach Übertragung an die Sehbahn in dem physiologisch erforderlichen Rahmen bleibt.

Fig. 8 zeigt eine schematische Darstellung von Teilen des Stimulationsgerätes und von einem Teil des Auges des Patienten. Die Teile der Schaltungseinrichtung, nämlich die Stromquelle 86, der Impulsgenerator 80, der Impulsformer 82 und die Endstufe 84 sind auf einem brillenartigen Gestell 92 angeordnet, von dem ein Teil des Bügels 94 und ein Teil des vorderen Rahmens 96 dargestellt ist. Die Einheiten 80, 82, 84 und deren Verbindung mit der Stromquelle 86 sind nur schematisch dargestellt. Die Elektroden 88, 90 sind über Drähte 98, 100 mit der Endstufe 94 verbunden. Die Elektroden 88, 90 sind auf einem starren Kunststoffkörper 102 befestigt, der in einer Gummischale 104 eingebettet ist, die sich an die Außenseite des Augenlides 106 anschmiegt. Der Körper 102 wird an einem Umfangsrand 108 in der Schale 104 gehalten. Die Schale 104 wird ihrerseits durch einen Balg 110 federnd an dem Brillenrahmen 96 gehalten, wobei der Balg an einem Ende über einen zylindrischen Ansatz der Schale 104 und am anderen Ende über einen Ringwulst 112 an dem Brillenrahmen 96 befestigt ist. Wenn der Patient das Brillengestell mit dem Stimulationsgerät aufsetzt, werden die Elektroden 88, 90 unter der Wirkung des Balges 110 federnd gegen das Augenlid 106 gedrückt, so daß eine Ankopplung der Signale über das Augenlid 106 an das Auge 114 und den Sehnerv 116 erfolgen kann. Zur Verbesserung der Ankopplung kann die Außenseite der Elektroden 88, 90 bzw. die Augenschale 104 befeuchtet werden.

Ansprüche

1. Stimulationsgerät zur Verbesserung des Sehvermögens von Sehbehinderten,
g e k e n n z e i c h n e t d u r c h
 - a) eine Schaltungseinrichtung (10,80) zur Erzeugung von elektrischen Wechselstrom- oder Mischstrom-Stimulations-Signalen, die nach Ankopplung an die Sehbahn in Spannung und Strom in etwa den elektrischen Signalen entsprechen, die bei einem gesunden Auge während des Sehprozesses über den Sehnerv an das Sehzentrum geleitet werden, und durch
 - b) eine mit der Schaltungseinrichtung verbundene Ankopplungseinrichtung mit zwei Ausgangselektroden (22,24; 58,60; 88,90), mit der die Stimulations-Signale vom Auge her an die Sehbahn ankoppelbar sind.
2. Stimulationsgerät nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltungseinrichtung einen Impulsgenerator (10,80) aufweist.
3. Stimulationsgerät nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß der Impulsgenerator (10,80) einen Taktimpulsgenerator und einen Frequenzumsetzer aufweist.
4. Stimulationsgerät nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Frequenzumsetzung in dem Frequenzumsetzer variabel einstellbar ist.
5. Stimulationsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltungseinrichtung zusätzlich einen Impulsformer (12,82) aufweist, mit dem Höhe

und/oder Breite und/oder die Flankensteilheit der von dem Impulsgenerator (10,80) abgegebenen Impulse einstellbar ist.

6. Stimulationsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Schaltungseinrichtung eine in der Nähe des Auges angeordnete Sendeantenne (16) und einen auf das elektromagnetische Feld der Sendeantenne ansprechenden, an dem Auge angeordneten Empfänger (18; 50) aufweist, an den die Ankopplungseinrichtung angeschlossen ist.

7. Stimulationsgerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Sendeantenne (16) eine Spule aufweist.

8. Stimulationsgerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Empfänger eine Spule (30,52), einen dazu parallel geschalteten Kondensator (32,54) und eine zwischen dem einen Ende der Spule und dem Kondensator liegende Diode (34,56) aufweist.

9. Stimulationsgerät nach Anspruch 1 und 8, dadurch gekennzeichnet, daß die eine Ausgangselektrode (24,60) an dem einen Ende der Spule und die andere Ausgangselektrode (22,58) an dem Verbindungspunkt zwischen dem Kondensator und der Diode angeschlossen ist.

10. Stimulationsgerät nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangselektroden (58,60) als Spiralen ausgebildet sind.

11. Stimulationsgerät nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß der Empfänger in einem augenprothesenähnlichen Körper (40,62) untergebracht ist, wobei die Ausgangselektroden (58,60) über den Kontakt mit dem geschlossenen Augenlid oder mit der Augenhöhlenrückwand und dadurch mit der Sehbahn koppelbar sind.

12. Stimulationsgerät nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Empfänger und eine Ausgangselektrode (60) in dem augenprothesenähnlichen Körper eingekapselt sind, und daß die andere Ausgangselektrode (58) auf der der Augenhöhlenrückwand zugewandten Seite des Körpers derart angeordnet ist, daß sie über einen Flüssigkeitskontakt mit dem geschlossenen Augenlid oder mit der Augenhöhlenrückwand koppelbar ist.
13. Stimulationsgerät nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die andere Ausgangselektrode (58) in einer Ausbuchtung des Körpers liegt, die durch eine Platte (66) aus porösem Material verschlossen ist.
14. Stimulationsgerät nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß die eingekapselte Ausgangselektrode (60) ebenfalls in eine leitende Flüssigkeit, insbesondere Wasser, eingebettet ist.
15. Stimulationsgerät nach Anspruch 1 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangselektroden (22,24) auf der Rückseite eines augenprothesenähnlichen Körpers angeordnet sind, wobei sie über den Kontakt mit dem geschlossenen Augenlid oder mit der Augenhöhlenrückwand und dadurch mit der Sehbahn koppelbar sind.
16. Stimulationsgerät für Patienten, bei denen ein Augapfel entfernt ist, nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der augenprothesenähnliche Körper (40,62) in die leere Augenhöhle einsetzbar ist.
17. Stimulationsgerät für Patienten, bei denen beide Augäpfel vorhanden sind, nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der augenprothesenähnliche Körper (40,62) auf das über dem Augapfel geschlossene Lid aufsetzbar ist.

18. Stimulationsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die elektrische Schaltungseinrichtung auf einem brillenähnlichen Gestell (92) angeordnet ist, welches wie eine Brille tragbar ist.
19. Stimulationsgerät nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (88,90) auf einem plattenförmigen Körper (102) angeordnet sind, der durch ein federndes Element (110) an dem Brillengestell befestigt ist, so daß der Körper bei aufgesetztem Brillengestell durch das federnde Element gegen das geschlossene Augenlid gedrückt wird, wobei die Elektroden durch den Kontakt mit dem geschlossenen Augenlid und dadurch mit der Sehbahn koppelbar sind.
20. Stimulationsgerät nach Anspruch 15 oder 19, dadurch gekennzeichnet, daß die Ausgangselektroden (22,24) dünne Metallplatten sind.
21. Stimulationsgerät nach Anspruch 10 oder 20, dadurch gekennzeichnet, daß die Elektroden (22,24; 58,60; 88,90) aus Gold bestehen.
22. Stimulationsgerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Ausgangssignal an den Ausgangselektroden etwa 0,0075 mA und 0,5 V aufweist.

1/4

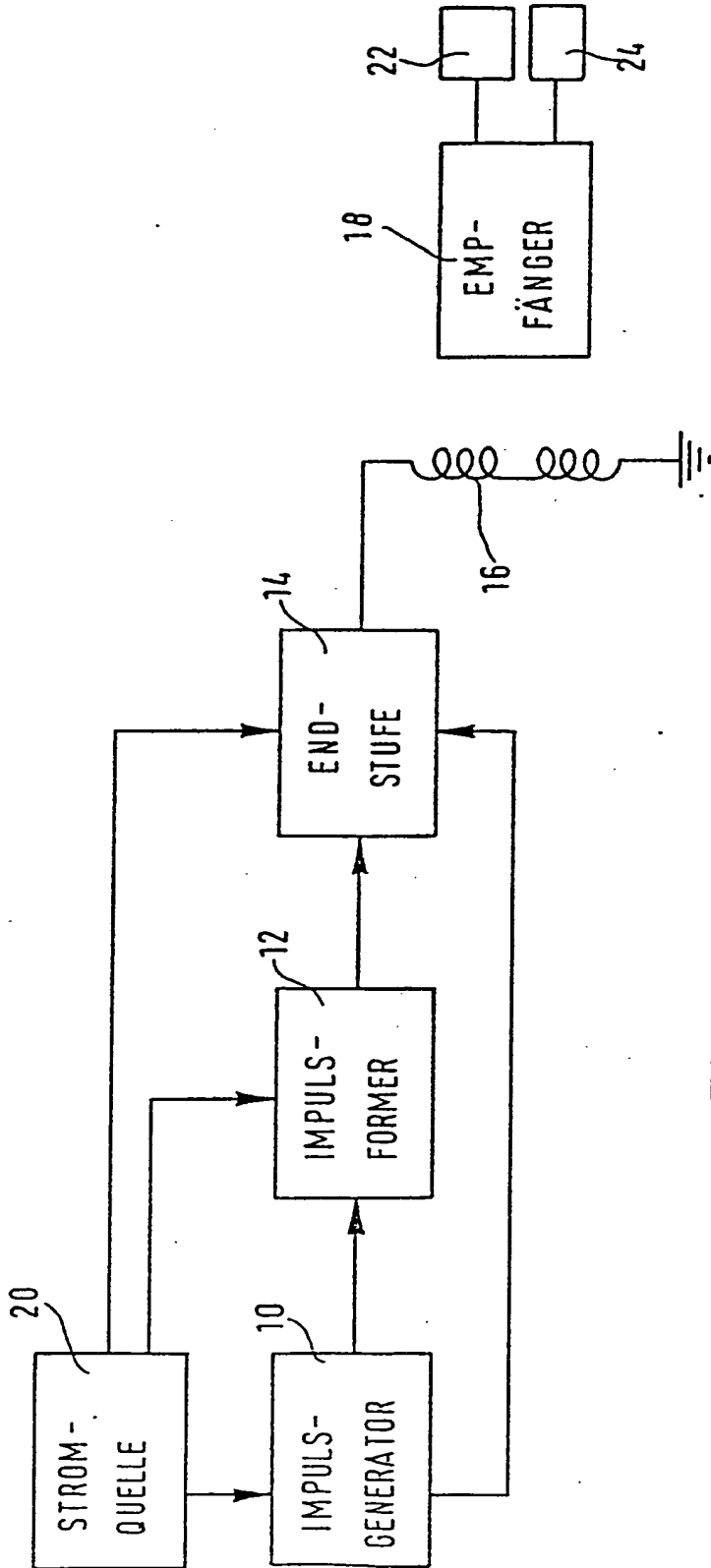


Fig.1

2/4

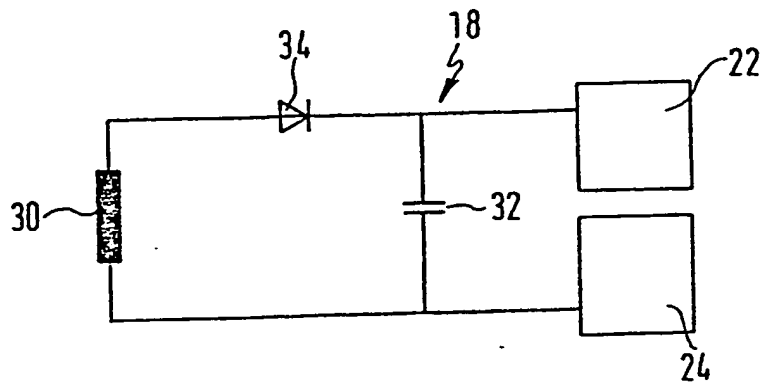


Fig.2

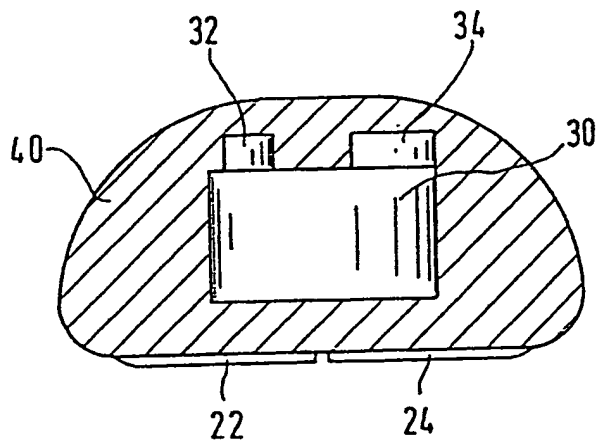


Fig.3

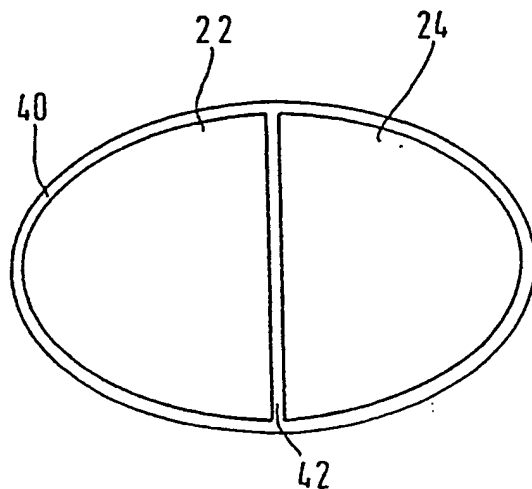


Fig.4

3/4

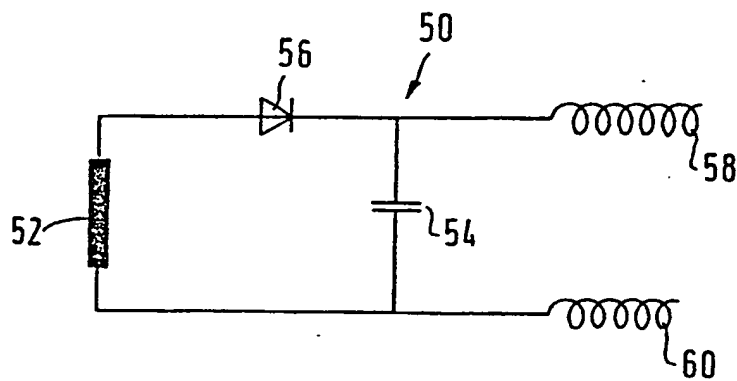


Fig.5

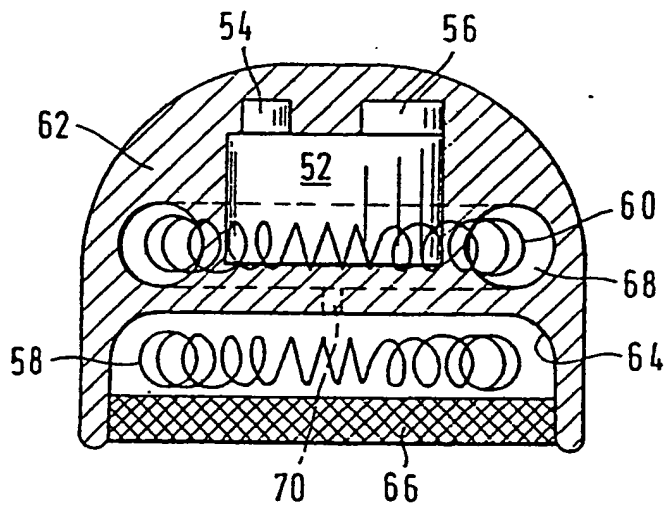


Fig.6

4/4

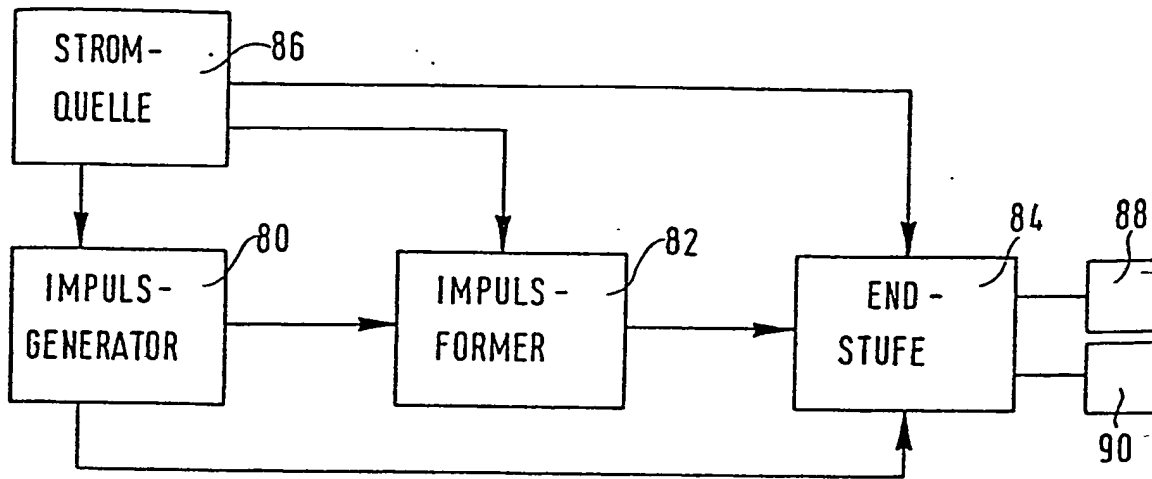


Fig.7

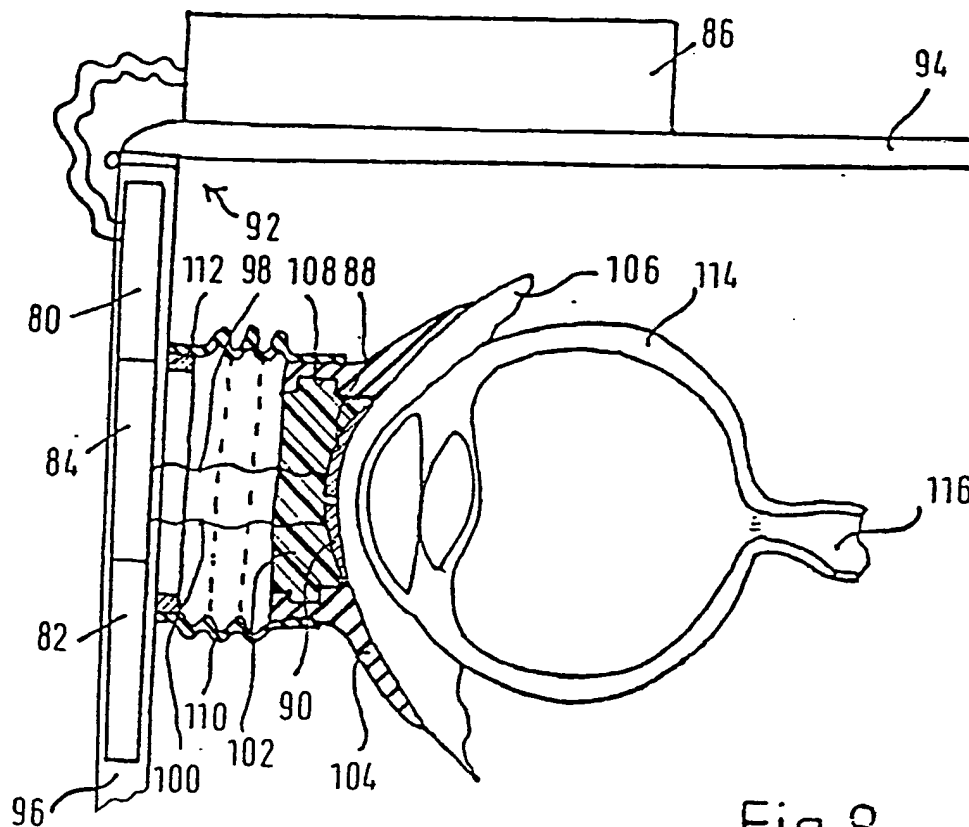


Fig.8

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen PCT/DE 80/00179

I. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS (bei mehreren Klassifikationssymbolen sind alle anzugeben) ³ Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder sowohl nach der nationalen Klassifikation als auch nach der IPC Int.Cl. ³ : A 61 F 9/08; A 61 N 1/36		
II. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE		
Recherchierte Mindestprüfstoff ⁴		
Klassifikationssystem	Klassifikationssymbols	
Int.Cl. ³	A 61 F; A 61 N	
Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen ⁵		
III. ALS BEDEUTSAM ANZUSEHENDE VERÖFFENTLICHUNGEN¹⁴		
Art +	Kennzeichnung der Veröffentlichung, ¹⁸ mit Angabe, soweit erforderlich, der in Betracht kommenden Teile ¹⁷	Betr. Anspruch Nr. 18
	US, A, 4167189, veröffentlicht am 11. September 1979, siehe Spalte 4, Zeile 67 bis Spalte 7, Zeile 41, Agency of Industrial Science and Technology -- FR, A, 2385387, veröffentlicht am 27. Oktober 1978, siehe Seite 5, Zeile 4 bis Seite 6, Zeile 10, Stover Übereinstimmend mit DE, A, 2714667 -----	1, 2, 3, 5 1, 6, 7, 8-14, 16
+ Besondere Arten von angegebenen Veröffentlichungen: ¹⁵		
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert "E" frühere Veröffentlichung, die erst am oder nach dem Anmeldedatum erschienen ist "L" Veröffentlichung, die aus anderen als den bei den übrigen Arten genannten Gründen angegeben ist "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht "P" Veröffentlichung, die vor dem Anmeldedatum, aber am oder nach dem beanspruchten Prioritätsdatum erschienen ist "T" Spätere Veröffentlichung, die am oder nach dem Anmeldedatum erschienen ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben wurde "X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung		
IV. BESCHEINIGUNG		
Datum des tatsächlichen Abschlusses der Internationalen Recherche ²	Abschloßdatum des internationalen Recherchenberichts ²	
27. Februar 1981	20. März 1981	
Internationale Recherchehörde ¹ EUROPAISCHES PATENTAMT	Unterschrift des bevollmächtigten Repräsentanten ²⁰ G.L.M. KRUYDENBERG G.L.M. Kruidenberg	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No **PCT/DE80/00179**

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (If several classification symbols apply, indicate all) ² According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC <div style="text-align: center; font-family: monospace;">Int. Cl. ³ : A61F 9/08; A61N 1/36</div>											
II. FIELDS SEARCHED <div style="text-align: center; font-size: small;">Minimum Documentation Searched ⁴</div> <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <th style="width: 25%; text-align: left; padding: 5px;">Classification System</th> <th style="text-align: left; padding: 5px;">Classification Symbols</th> </tr> <tr> <td style="padding: 5px;">Int. Cl. ³</td> <td style="padding: 5px;">A61F ; A61N</td> </tr> </table> <div style="text-align: center; font-size: x-small; margin-top: 10px;">Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched ⁵</div>			Classification System	Classification Symbols	Int. Cl. ³	A61F ; A61N					
Classification System	Classification Symbols										
Int. Cl. ³	A61F ; A61N										
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT ¹⁴ <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <th style="width: 10%; text-align: left; padding: 5px;">Category ⁶</th> <th style="text-align: left; padding: 5px;">Citation of Document, ¹⁰ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹¹</th> <th style="width: 20%; text-align: left; padding: 5px;">Relevant to Claim No. ¹³</th> </tr> <tr> <td style="vertical-align: top; padding: 5px;"></td> <td style="padding: 5px;">US, A, 4167189, published on 11 September 1979, see column 4, line 67 to column 7, line 41, Agency of Industrial Science and Technology</td> <td style="vertical-align: top; padding: 5px;">1, 2, 3, 5</td> </tr> <tr> <td style="vertical-align: top; padding: 5px;"></td> <td style="padding: 5px;">FR, A, 2385387, published on 27 October 1978, see page 5, line 4 to page 6, line 10, Stover corresponding to DE, A, 2714667</td> <td style="vertical-align: top; padding: 5px;">1, 6, 7, 8-14, 16</td> </tr> </table>			Category ⁶	Citation of Document, ¹⁰ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹¹	Relevant to Claim No. ¹³		US, A, 4167189, published on 11 September 1979, see column 4, line 67 to column 7, line 41, Agency of Industrial Science and Technology	1, 2, 3, 5		FR, A, 2385387, published on 27 October 1978, see page 5, line 4 to page 6, line 10, Stover corresponding to DE, A, 2714667	1, 6, 7, 8-14, 16
Category ⁶	Citation of Document, ¹⁰ with indication, where appropriate, of the relevant passages ¹¹	Relevant to Claim No. ¹³									
	US, A, 4167189, published on 11 September 1979, see column 4, line 67 to column 7, line 41, Agency of Industrial Science and Technology	1, 2, 3, 5									
	FR, A, 2385387, published on 27 October 1978, see page 5, line 4 to page 6, line 10, Stover corresponding to DE, A, 2714667	1, 6, 7, 8-14, 16									
<div style="font-size: x-small;"> <p>⁷ Special categories of cited documents: ¹⁵</p> <div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 45%;"> <p>⁸ "A" document defining the general state of the art</p> <p>⁹ "E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>¹⁰ "L" document cited for special reason other than those referred to in the other categories</p> <p>¹¹ "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> </div> <div style="width: 45%;"> <p>¹² "P" document published prior to the international filing date but on or after the priority date claimed</p> <p>¹³ "T" later document published on or after the international filing date or priority date and not in conflict with the application, but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>¹⁴ "X" document of particular relevance</p> </div> </div> </div>											
IV. CERTIFICATION <table border="1" style="width: 100%; border-collapse: collapse;"> <tr> <td style="width: 50%; padding: 5px;"> Date of the Actual Completion of the International Search ¹ <div style="text-align: center; font-family: monospace;">27 February 1981 (27.02.81)</div> </td> <td style="width: 50%; padding: 5px;"> Date of Mailing of this International Search Report ² <div style="text-align: center; font-family: monospace;">20 March 1981 (20.03.81)</div> </td> </tr> <tr> <td style="padding: 5px;"> International Searching Authority ³ <div style="text-align: center; font-family: monospace;">European Patent Office</div> </td> <td style="padding: 5px;"> Signature of Authorized Officer ²⁰ </td> </tr> </table>			Date of the Actual Completion of the International Search ¹ <div style="text-align: center; font-family: monospace;">27 February 1981 (27.02.81)</div>	Date of Mailing of this International Search Report ² <div style="text-align: center; font-family: monospace;">20 March 1981 (20.03.81)</div>	International Searching Authority ³ <div style="text-align: center; font-family: monospace;">European Patent Office</div>	Signature of Authorized Officer ²⁰					
Date of the Actual Completion of the International Search ¹ <div style="text-align: center; font-family: monospace;">27 February 1981 (27.02.81)</div>	Date of Mailing of this International Search Report ² <div style="text-align: center; font-family: monospace;">20 March 1981 (20.03.81)</div>										
International Searching Authority ³ <div style="text-align: center; font-family: monospace;">European Patent Office</div>	Signature of Authorized Officer ²⁰										

PCT

International Application Published in Accordance with the Treaty on International
Cooperation in the Area of Patents (PCT)

(51) Int. Patent Classification³:
A61F 9/08; A61N 1/36

(11) Internat. Publication No.: **WO 81/01,511**

(43) Internat. Publ. Date: June 11, 1981

(21) Int. File No.: PCT/DE80/00179

(22) Int. Application Date: December 1, 1980

(31) Priority File No.: P 2,948,267.5

(32) Priority Date: November 30, 1979

(33) Priority Country: DE

(71) Applicant; and

(72) Inventor: STOVER, Margot [DE/DE]; In-
sterburgerstrasse 26, D-8000 Munich 81
(DE).

(74) Representative: KIRSCHNER, Klaus-
Dieter, et al.; Herzog-Wilhelm-Strasse
17, D-8000 Munich 2 (DE).

(81) Designated Nations: AT (European pat-
ent), AU, BR, CH (European patent), DK,
FI, FR (European patent), GB (European
patent), JP, LU (European patent), NL
(European patent), NO, RO, SE (Euro-
pean patent), SU, US..

Published:
with international search report.

(54) Title of the Invention:

STIMULATION APPARATUS

(57) Abstract:

[English]

Stimulation Apparatus

Specification

The invention pertains to a stimulation apparatus for improving the eyesight of those with impaired vision.

The stimulation apparatus according to the invention is characterized in the main claim. The stimulation apparatus is based on the principle of generating electrical stimulation signals and transmitting them from the eye to the visual pathway by means of an interface device. The signals generated by the apparatus have the effect of producing signals in the visual pathway, the voltage and current of these signals corresponding approximately to those of the electrical signals conducted via the optic nerve to the vision center in a healthy eye during the vision process. As a result, the visual pathway is stimulated, and, as practical testing of the apparatus has shown, this stimulation improves the eyesight of the patient. The currents and voltages of the signals transmitted via the optic nerve during the vision process are known; that is, the voltage is approximately 0.5 V and the current approximately 0.0075 mA. In the design of the apparatus, it is necessary only to ensure that signals of this magnitude are transmitted to the optic nerve. In other words, the electrical circuit device must be designed so that, after subtraction of the losses which occur during the transmission and/or transfer of the signals from the circuit device to the visual pathway, the values of the signals transmitted to the optic nerve are still in the physiological range. The output power of the circuit device will differ from patient to patient and also from application to application and should

be adjusted accordingly. The determination of the output power, however, is a routine matter.

The stimulation apparatus can be used in any patient with impaired eyesight whose visual pathway is still intact. The impairment can also consist in that the natural optical apparatus of the eye has been replaced surgically by artificial optical apparatus, such as in the case of the so-called Strampelli operation. The essential point is that the stimulation apparatus strengthens the visual pathway and possibly the fundus of the eye.

Depending on the condition of the individual patient, the stimulation apparatus according to the invention can be used in one of the embodiments described below. When the patient, for example, has only one eyeball and that eyeball is suffering from impaired vision, the interface device by means of which the signals generated in the circuit device are transmitted to the visual pathway can be housed in an optical prosthesis in the empty eye socket. The stimulation which is provided from this eye socket to the visual pathway is sufficient to improve the vision provided to the patient by the still existing eyeball. If the patient still has both eyeballs, the interface device can be placed on the closed eyelids of the two eyes or onto the closed lid of one eye. The signals are then transmitted from the output electrodes through the eyelid, the eyeball, and the aqueous and vitreous humors to the visual pathway. Because in this case the eyelid and the eyeball are between the output electrodes and the visual pathway, a greater transfer loss is to be expected in this case and thus more power will have to be expended to arrive at the effect described above. In patients who have both eyeballs, it is not necessary for the signals to be transmitted to

both eyes. It is sufficient for the signals to be transmitted through only one eye.

The stimulation signals can be alternating-current or mixed-current signals. The shape of the signal can be varied in principle over a wide range. The stimulation signals can be generated by, for example, a sawtooth generator, followed by a signal conditioner. It is preferred, however, that the signals be generated by a pulse generator followed by a pulse shaper. The stimulation signals can thus be adjusted to the needs of the individual patient by changing the pulse frequency or the signal frequency and by changing the shape of the signal (height and/or width and/or slope rate of the pulses). To a certain extent this adjustment can be left to the patient himself. He varies the pulse frequency, for example, until the signals transmitted to his vision center create the impression there that he is seeing a gray to light-gray surface. The stronger the stimulation, the lighter the tone of gray which the patient believes he is seeing.

The output electrodes of the interface device can be connected directly to the electrical circuit device, or the transfer from the circuit device to the interface device can be accomplished by means of a transmitter and a receiver. In the former case, less energy is lost during the transfer, whereas in the latter case the advantage is obtained that, in the case of patients in whom the interface device is housed in an ocular prosthesis replacing an eyeball, the ocular prosthesis can remain in the eyeball after the stimulation apparatus has been removed.

In the case of patients who still have both eyeballs, it is advantageous for the stimulation apparatus to be installed in a rack similar to a pair of eyeglass frames. The output electrodes are then mounted on a plate, which is pressed against the closed eyelids by an elastic element. The patient can set this apparatus in place as if it were a pair of eyeglasses; he can then perform the stimulation and remove the apparatus again easily. The stimulation apparatus in this case forms an integrated unit.

The apparatus is used as follows. The patient uses the apparatus for approximately one half-hour to one hour per day. The apparatus usually brings about a slow improvement in the patient's vision, which then remains stable at the optimum level reached by that point. As a result, the patient can see better during the time between the applications of the stimulation.

Exemplary embodiments of the stimulation apparatus according to the invention are now described on the basis of the attached drawings:

- Figure 1 shows a block circuit diagram of a first embodiment of the stimulation apparatus according to the invention
- Figure 2 shows a circuit diagram of the receiver shown in Figure 1;
- Figure 3 shows a schematic cross section through an ocular prosthesis-like body, in which the receiver is installed;
- Figure 4 shows a plan view of the prosthesis-like body of Figure 3 from below;
- Figure 5 shows a circuit diagram of a different embodiment of the receiver;
- Figure 6 shows a schematic cross section through the ocular prosthesis-like body with the receiver of Figure 5;

- Figure 7 shows a block circuit diagram of another embodiment of the stimulation apparatus according to the invention; and

- Figure 8 shows a schematic cross section through the stimulation apparatus and part of the eye of the patient.

According to Figure 1, the circuit device has a pulse generator 10, which is followed by a pulse shaper 12. An output stage 14, to the output of which a transmitting coil is connected, is connected downline from the pulse shaper. A receiver 18 is also part of the device. To supply the circuit device with power, a power source 20 is connected to the pulse generator 10, to the pulse shaper 12, and to the output stage 14. The pulse generator 10 is also connected to the output stage 14 for the purpose of timing control. Electrodes 22, 24, which form the interface device, are connected to the outputs of the receiver.

It is advantageous for the pulse generator 10 to contain a clock pulse generator and a frequency converter, so that pulse trains of variable frequency can be generated. The pulse shaper 12 serves to change the height and/or width and/or slope rate of the pulses produced by the pulse generator 10. It is preferred that the pulse width be changed or that the slope rate of the rear flank of the pulses produced by the pulse generator 10 be changed. The output stage 14 is used to bring the output signal preferably to a value of $7 V_{ss}$. It has been found that this type of signal is suitable for feeding the transmitting coil 16 and transmitting the signals to the receiver 18.

Figure 2 shows the electrical circuit of the receiver of Figure 1. The receiver 18 has a receiving coil 30, a capacitor

32 connected in parallel with the coil, and a diode 34, situated between one end of the receiving coil 30 and the capacitor 32. The receiving coil 30 is designed to work optimally with the transmitting coil 16. The output of the receiver 18 is connected to the two electrodes 22, 24, each of which consists of a thin gold plate, the two plates being attached to the rear surface of the ocular prosthesis-like body, as will be described in more detail below.

The spatial arrangement of the components of the receiver 18 in a prosthesis-like body 40 is shown in Figure 3. The body 40 has two thin gold plates, which form the electrodes 22, 24, on its rear surface, i.e., the surface which faces the eye or the rear wall of the eye socket. The receiving coil 30, the capacitor 32, and the diode 34 are completely embedded in the casting material of the prosthesis-like body 40. To produce the unit, these components are first embedded in the casting material in such a way that the leads to which the electrodes are to be connected extend out from the ocular prosthesis. After the body 40 has been completed, the electrodes are fastened to the rear surface and connected to the leads. The entire surface of the electrodes 22, 24 is freely exposed, so that good contact will be produced with the lachrymal fluid in the eye socket or with the eyelids, in which latter case a suitable fluid will be used. As previously mentioned, the body 40 is either seated in an empty eye socket or attached by the use of an adhesive strip, for example, over the closed lid of an eye. In both cases, the signals available at the electrodes 22, 24 are transmitted to the visual pathway behind the eye.

Figure 4 shows the body 40 from below, where it can be seen that the electrodes 22, 24 cover essentially the entire bottom

surface of the body 40 with only a narrow gap 42 left between them. It has been found that, as a result of the flat design of the electrodes 22, 24, it is possible to send the signals obtained by the receiver satisfactorily to the visual pathway. To establish the interface, the electrodes 22, 24 must be wetted either by the lachrymal fluid of the patient (in the case of a prosthesis inserted into the eye socket) or by a fluid which is introduced between the eyelid and the body 40.

Figure 5 shows a different design of a receiver which can be used in the circuit shown in Figure 1. The receiver 50 has a receiving coil 52, a capacitor 54 connected in parallel with the coil, and a diode 56, located between one end of the receiving coil 52 and the capacitor 54. The receiving coil 52 is tuned to work with the transmitting coil 16, and if an optimal interface has been set up, 7 V_{ss} at the transmitting coil 16 is enough to produce a sufficiently strong stimulation signal at the electrodes 58, 60. The electrodes 58, 60 consist of spirals of gold wire with a cross section of 0.09 cm², the individual turns of the spirals being approximately 1 mm in diameter.

The spatial arrangement of the components of the receiver 50 in a prosthesis-like body 62 is shown in Figure 6. The body 62 has a hollow area 64 in its rear surface, which faces the eyelid or the rear wall of the eye socket. One of the output electrodes 58 is arranged in the form of a ring in this hollow. The hollow area 64 is closed off by a plate 66 of porous material. The other output electrode 60 lies in a ring-shaped cavity 68, which extends around the completely embedded receiving coil 52. The capacitor 54 and the diode 56 are also completely embedded in the prosthesis-like body 62. After the body 62 has been completed and the output electrode 60 has been placed in

position and connected, a hole 70 is drilled to the cavity 68, and the cavity is filled with water. Then the hole 70 is sealed again, so that there is no longer any flow connection between the cavity 68 and the hollow area 64. The hollow area 64 is filled with a fluid corresponding to a lachrymal fluid such as Opprik, and the plate 66 is saturated with the same fluid. If the body 62 is inserted into the eye socket, the fluid in the hollow area 64 will be replenished continuously with lachrymal fluid. If the body 62 is placed on the eyelid, the fluid should be replenished occasionally from the outside. In either case, the output signals from the receiver 50 will enter the visual pathway.

Figure 7 shows a block circuit diagram of another embodiment of the stimulation apparatus according to the invention. The circuit device has a pulse generator 80, which is followed by a pulse shaper 82. An output stage 84 follows the pulse shaper. Power is supplied to the circuit by a power source 86, which is connected to the pulse generator 80, to the pulse shaper 82, and to the output stage 84. The pulse generator 80 is also connected to the output stage 84 for the purpose of timing control. The functions of these circuit components are similar to those used in the circuit according to Figure 1. The plate-shaped electrodes 88, 90, however, are connected directly to the output of the output stage 84, so that there is no loss between the transmitter and the receiver such as that which occurs in the previously described circuit. Therefore, the output power of the output stage 84 should be lowered accordingly, so that, after the stimulation signals have been transmitted to the visual pathway, they will still be within the physiologically required range.

Figure 8 shows a schematic diagram of the parts of the stimulation apparatus and of part of the eye of the patient. The components of the circuit device, namely, the power source 86, the pulse generator 80, the pulse shaper 82, and the output stage 84, are mounted on a rack 92 similar to a pair of eyeglass frames. A part of the bow 94 and a part of the forward part of the frame 96 are shown. The components 80, 82, 84 and their connections to the power source 86 are indicated merely in schematic fashion. The electrodes 88, 90 are connected by wires 98, 100 to the end piece 94. The electrodes 88, 90 are fastened to a rigid plastic body 102, which is embedded in a rubber shell 104, which conforms to the outside surface of the eyelid 106. The body 102 is held in the shell 104 by a circumferential edge 108. The shell 104 itself is held elastically on the eyeglass frame 96 by a bellows 110, the bellows being attached at one end to the shell 104 by way of a cylindrical extension and at the other end to the eyeglass frame 96 by way of a ring-shaped bead 112. When the patient places the eyeglass frame with the stimulation apparatus on his head, the electrodes 88, 90 are pressed elastically under the action of the bellows 110 against the eyelid 106, so that the signals can be transmitted via the eyelid 106 to the eye 114 and then to the optic nerve 116. To improve the quality of the interface, the external surface of the electrodes 88, 90 and/or of the eye shell 104 can be moistened.

Claims

1. Stimulation apparatus to improve the eyesight of those with impaired vision, characterized by:

(a) a circuit device (10, 80) for generating electrical alternating or mixed-current stimulation signals, the voltage and current of which, after transmission to the visual pathway, correspond approximately to those of the electrical signals conducted via the optic nerve to the visual center during the vision process in a healthy eye; and by

(b) an interface device, connected to the circuit device, with two output electrodes (22, 24; 58, 60; 88, 90), by means of which the stimulation signals can be transmitted from the eye to the visual pathway.

2. Stimulation apparatus according to Claim 1, characterized in that the circuit device has a pulse generator (10, 80).

3. Stimulation apparatus according to Claim 2, characterized in that the pulse generator (10, 80) has a clock pulse generator and a frequency converter.

4. Stimulation apparatus according to Claim 3, characterized in that the frequency conversion in the frequency converter can be set to various values.

5. Stimulation apparatus according to one of the preceding claims, characterized in that the circuit device also has a pulse shaper (12, 82), by means of which the height and/or width and/or slope rate of the pulses produced by the pulse generator (10, 80) can be adjusted.

6. Stimulation apparatus according to one of the preceding claims, characterized in that the circuit device has a transmitting antenna (16) near the eye and a receiver (18; 50), which is mounted on the eye and which responds to the electromagnetic field of the transmitting antenna, to which receiver the interface device is connected.

7. Stimulation apparatus according to Claim 6, characterized in that the transmitting antenna (16) has a coil.

8. Stimulation apparatus according to Claim 6, characterized in that the receiver has a coil (30, 52), a capacitor (32, 54) connected in parallel with the coil, and a diode (34, 56) between one end of the coil and the capacitor.

9. Stimulation apparatus according to Claim 1 and Claim 8, characterized in that one of the output electrodes (24, 60) is connected to one end of the coil, whereas the other output electrode (22, 58) is connected to the connecting point between the capacitor and the diode.

10. Stimulation apparatus according to Claim 9, characterized in that the output electrodes (58, 60) are designed as spirals.

11. Stimulation apparatus according to Claim 6, characterized in that the receiver is held in a body (40, 62) similar to an ocular prosthesis, where the output electrodes (58, 60) can be connected via contact with the closed eyelid or with the rear wall of the eye socket and thus connected to the visual pathway.

12. Stimulation apparatus according to Claim 11, characterized in that the receiver and an output electrode (60) are encapsulated in the ocular prosthesis-like body, and in that the other output electrode (58) is located on the side of the body facing the rear wall of the eye socket in such a way that it can be connected to the closed eyelid or to the rear wall of the eye socket via fluid contact.

13. Stimulation apparatus according to Claim 12, characterized in that the other output electrode (58) lies in a hollow area of the body, which is covered by a plate (66) of porous material.

14. Stimulation apparatus according to Claim 12, characterized in that the encapsulated output electrode (60) is also embedded in a conductive fluid, especially water.

15. Stimulation apparatus according to Claim 1 or Claim 9, characterized in that the output electrodes (22, 24) are arranged on the rear surface of an ocular prosthesis-like body, where they can be connected to the visual pathway via contact with the closed eyelid or with the rear wall of the eye socket.

16. Stimulation apparatus for patients from whom an eyeball has been removed, according to one of the preceding claims, characterized in that the ocular prosthesis-like body (40, 62) can be inserted into the empty eye socket.

17. Stimulation apparatus for patients in whom both eyeballs are present, according to one of the preceding claims, characterized in that the ocular prosthesis-like body (40, 62) can be placed on the closed lid over the eyeball.

18. Stimulation apparatus according to one of the preceding claims, characterized in that the electrical circuit device is mounted on a rack (92) similar to a pair of eyeglass frames, which can be worn like a pair of eyeglasses.

19. Stimulation apparatus according to Claim 18, characterized in that the electrodes (88, 90) are arranged on a plate-shaped body (102), which is attached by an elastic element (110) to the eyeglass frame, so that, when the eyeglass frame is put in place, the body is pressed by the elastic element against the closed eyelid, where the electrodes can be connected to the visual pathway via contact with the closed eyelid.

20. Stimulation apparatus according to Claim 15 or Claim 19, characterized in that the output electrodes (22, 24) are thin metal plates.

21. Stimulation apparatus according to Claim 10 or Claim 20, characterized in that the electrodes (22, 24; 58, 60; 88, 90) consist of gold.

22. Stimulation apparatus according to one of the preceding claims, characterized in that the output signal at the output electrodes is approximately 0.0075 mA and 0.5 V.

Figure 1.

20 power source
10 pulse generator
12 pulse shaper
14 output stage
18 receiver

Figure 7.

20 power source
10 pulse generator
12 pulse shaper
14 output stage